Lane Medical Library

AUS DER II. MEDIZINISCHEN KLINIK DER UNIVERSITÄT MÜNCHEN
VORSTAND: FRIEDRICH v. MÜLLER

WEITERE UNTERSUCHUNGEN ÜBER DIE SCHALLÜBERTRAGUNG DES STETHOSKOPS

INAUGURAL-DISSERTATION

ZUR ERLANGUNG DER

DOKTORWÜRDE

IN DER

GESAMTEN MEDIZIN

VERFASST UND EINER

HOHEN MEDIZINISCHEN FAKULTÄT

DER

BAYERISCHEN LUDWIGS-MAXIMILIAN-UNIVERSITÄT

ZU MÜNCHEN

VORGELEGT

VON

GEORG LANDES

MÜNCHEN, IM JANUAR 1931

VERLAG VON F. C. W. VOGEL IN BERLIN. 1931

Sonderdruck aus
„Deutsches Archiv für klinische Medizin“. Bd. 171, H. 6

Als Laënnec das Behorchen von Herz und Lungen in die medizinische Diagnostik einführte, verwendete er dazu ein Holzrohr, das die Schallwellen vom Körper des Patienten an sein Ohr leiten sollte. Denn das Schicklichkeitsgefühl der damaligen Zeit verbot ihm, das bloße Ohr aufzulegen. Erst viel später wagten die Ärzte das zu tun, veranlaßt durch die Schwierigkeit, diese leisen Geräusche wahrzunehmen und gedrängt durch die ganz primitive Erfahrung, daß die Lautstärke eines Schalles mit der Annäherung an den Entstehungsort zunimmt. Dieser Vorzug der größeren Lautstärke und damit auch des besseren Unterscheidungsvermögens machte die Auskultation mit dem bloßen Ohr bald zu einer grundlegenden Methode in der ärztlichen Diagnostik. Aber das Stethoskop ließ sich aus den verschiedensten Gründen doch nicht immer vermeiden, und man erkannte bald, daß durch seine Benutzung nicht allein die Lautstärke, sondern auch die Klangfarbe der Schallphänomene in maßgebender Weise geändert wird. [Das kann man sich sehr leicht dadurch klar machen, daß man mit verschiedenen Stethoskopen an derselben Stelle auskultiert].

Diesen Nachteil suchte man durch die verschiedensten Konstruktionen zu vermeiden, die zum Teil aus theoretischen Erwägungen, zum Teil aus der praktischen Erfahrung heraus entstanden. Sie wiesen zwar alle deutliche Unterschiede untereinander auf; keine konnte sich aber allgemein durchsetzen. Zum großen Teil ist eine Erklärung dafür wohl in der Natur der zu übermittelnden Schallphänomene zu finden. Es sind dies Geräusche, also eine Summe sehr vieler Töne verschie-

denster Stärke. So sind im Trachealatmen fast alle Töne des Bronchialatmens, in diesem wieder fast alle Töne des Vesiculäratmens enthalten. Im wesentlichen unterscheidet nur das relative Stärkeverhältnis der einzelnen Teiltöne die verschiedenen Atemgeräusche. Dieses so wichtige relative Amplitudenverhältnis soll nun das Stethoskop unserm Ohr unverfälscht übermitteln. Nach den Untersuchungen O. Franks ist dies auch bei großer Dämpfung nur dann möglich, wenn die Eigenschwingungszahl des Stethoskops höher liegt, als die höchsten noch zu übermittelnden Töne. Da nun die wesentlichen Frequenzen der Atemgeräusche bis etwa 2000 Hertz (1 Hertz = 1 Schwingung pro Sekunde) reichen, wie Pierach erst jüngst zeigen konnte, so sollte die Eigenfrequenz der Stethoskope theoretisch möglichst über dieser Schwingungszahl liegen. Die Erfüllung dieser Forderung darf aber nicht durch eine wesentliche Abschwächung der Schallstärke erkauft werden. Denn die Auskultationsphänomene haben in einzelnen Teilkomponenten so wenig Energie, daß sie nur eben die Reizschwelle des Ohrs überschreiten. Es würden also auch durch eine objektiv gleichmäßige Abschwächung aller Teiltöne für das Ohr einige Frequenzgebiete elektiv verloren gehen und daraus Verfälschungen der Klangfarbe resultieren.

Inwieweit die gebräuchlichen Hörrohre diesen Forderungen entsprechen, wurde bereits von Martini, Tobler, Hagenbach u. a. teils rechnerisch, teils experimentell untersucht. Bei den experimentellen Untersuchungen wurde meist nur das subjektive Urteil des Gehörs zur Prüfung verwendet, oder es wurden Vergleichswerte zwischen einzelnen Stethoskopen gemessen, die zudem nur immer für einen einzelnen Ton und dessen Obertöne galten und miteinander nicht in Beziehung gesetzt werden konnten. Deshalb schien es wünschenswert, die gebräuchlichen Stethoskope mit den Methoden der modernen Elektroakustik einer genauen Prüfung zu unterziehen.

Methodik.

Die Prüfung der Stethoskope wurde so vorgenommen, daß zunächst sämtliche Töne, die in den Auskultationsphänomenen vorkommen, von den tiefsten zu den höchsten langsam ansteigend erzeugt wurden. Die Lautstärke, d. h. die Amplitude der einzelnen Versuchstöne, die in der Größenordnung der Atemgeräusche lag, wurde automatisch registriert und ergab die sogenannte Grundkurve (s. Abb. 1, *GK*).

Dann wurden alle diese Töne nacheinander durch das zu untersuchende Stethoskop geschickt und ihre Stärke hinter demselben gemessen. Das ergab die Stethoskopkurve. Aus beiden Kurven, der Grund-

kurve und der Stethoskopkurve, ließ sich dann ermitteln (Gleichung 1), in welchem Maße das Stethoskop einzelne Töne bzw. Tongebiete abschwächt oder verstärkt. Der genauere Aufbau der Apparatur ist in Abb. 2 schematisch dargestellt.

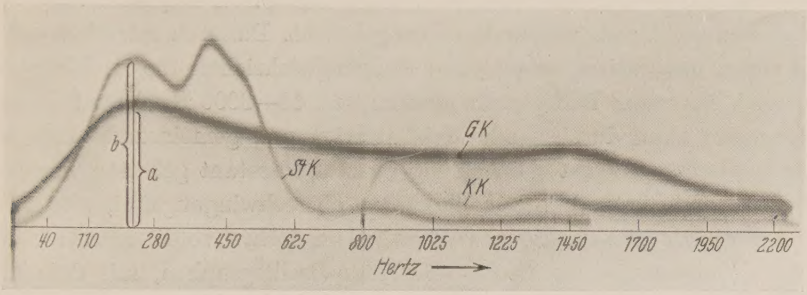

Abb. 1. Frequenzkurve eines Stethoskops. (Originalkurve, unausgewertet.) StK = Stethoskopkurve; GK = Grundkurve; KK = Kontrollkurve.

Ihr Hauptbestandteil ist ein sogenannter Schwebungstonsender, ein Apparat, der sämtliche Töne von 40—3000 H, also von E_1 der Kontraoktave bis g^4 der viergestrichenen Oktave erzeugen kann. Dazu werden 2 Elektronenröhren verwendet, die in einer der bekannten

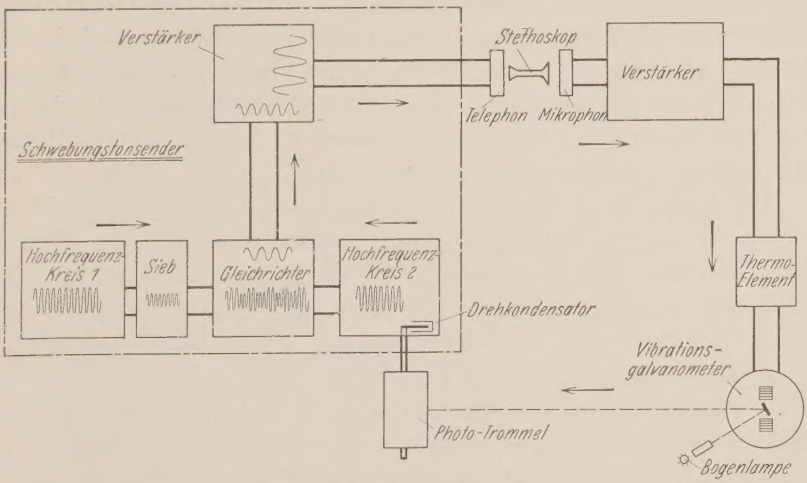

Abb. 2. Schema der Versuchsanordnung.

Selbsterregerschaltungen in 2 Schwingungskreisen hochfrequente Wechselströme liefern. Die Schwingungszahl des einen Kreises wird konstant auf einer Höhe von 75000 H gehalten. Die von ihm erzeugten Wechselströme erregen einen weiteren, genau auf diese Periode abgestimmten Resonanzkreis, um vollkommen von Oberschwingungen befreit zu

werden. (Denn die Oberschwingungsfreiheit und absolute Reinheit ist ein grundsätzliches Erfordernis bei derartigen Prüfmethoden.) Die von der 2. Elektronenröhre gelieferten Schwingungen können durch verschiedene Abstimmung des Schwingungskreises mittels Drehkondensators von 75000 H—72000 H geändert werden. Beide hochfrequente Wechselströme werden nun zur Überlagerung gebracht. Dadurch entstehen dann in einem quadratisch arbeitenden Anodengleichrichter die im hörbaren Bereich liegenden Differenzfrequenzen von 40—3000 H. Ihre Schwingungszahl kann durch große Heizbatterien und gemeinsame Anodenbatterien bei geeigneter Schaltung absolut konstant gehalten werden. Ebenso sind sie praktisch vollkommen oberschwingungsfrei, also rein sinusförmig. Das konnte sowohl mit dem Röhrenvoltmeter als auch durch Aufnahmen am Siemens-Schleifen-Oszillographen, mit dem die Eichung der Apparatur vorgenommen wurde, kontrolliert werden. Diese tonfrequenten Wechselströme werden nun mehrfach verstärkt und dann von einem Kondensatortelephon oder elektrodynamischen Lautsprecher in hörbare Töne umgewandelt. Vom Telephon werden die Töne dann entweder direkt oder über das zu untersuchende Stethoskop einem Kondensatormikrophon zugeführt, das sie wieder unverzerrt in elektrische Wechselströme zurückverwandelt. Diese gelangen dann nach entsprechender Verstärkung in ein Thermoelement, um dort in zur Messung geeigneten Gleichstrom umgeformt zu werden. Dieser Gleichstrom betätigt ein Vibrationsgalvanometer, dessen Lichtzeiger auf einer mit Bromsilberpapier bespannten Trommel der Tonstärke proportionale Ausschläge markiert.

Die Achse dieser Trommel ist starr mit der Achse des Drehkondensators verbunden, der bei einer Drehung um 180° die Schwingungszahl des einen Hochfrequenzkreises im Summer von 75000 bis 72000 H und damit den Differenzton von 40—3000 H verändert. Die Stellung der Phototrommel entspricht also jeweils einem bestimmten Ton, dessen Stärke durch den Ausschlag des Instruments an dieser Stelle markiert wird. Um Störungen durch stehende Wellen zu vermeiden, werden die reinen Töne in geräuschähnliche Frequenzbänder verwandelt. Diese lassen sich so erzeugen, daß dem 1. Drehkondensator ein 2. kleinerer (Heulkondensator) parallel geschaltet wird, der etwa 10 Umdrehungen pro Sekunde macht. Dadurch schwankt die Höhe des jeweils eingestellten Tones um etwa $\pm$ 15 H. Telephon und Mikrophon befinden sich in einer gegen Boden- und Luftschall praktisch vollkommen isolierten Kabine, die durch ein geerdetes Drahtnetz auch gegen elektrische Störungen gesichert ist.

In dieser Versuchsanordnung entspricht also beim Vergleich mit dem praktischen Auskultieren das Telephon der schallgebenden Thoraxwand, das Mikrophon dem Ohr des Untersuchers. Legen wir auf die Schallquelle das Mikrophon direkt auf, so würde das dem Behorchen der Brustwand mit dem bloßen Ohr entsprechen. Wollen wir die durch das Stethoskop bewirkte Abweichung von der direkten Auskultation studieren, so schalten wir eben zwischen Schallgeber und Empfänger das Stethoskop. Der Gang der Untersuchung ist folgender:

Das Kondensatortelephon gibt zuerst die Töne direkt ins Mikrophon (direkte Schaltung). Dabei beschreibt der Lichtzeiger des Instruments die bereits oben erwähnte Grundkurve. Ihre Abstände von der Abszisse entsprechen — mutatis mutandis — den Stärken der einzelnen Töne, wie sie dem Stethoskop oder dem bloßen Ohr zur Verfügung stehen. Dann wird unter sorgfältigster Abdichtung mit Plastilin und ähnlichem, zwischen Telephon und Mikrophon das zu untersuchende Stethoskop geschaltet (Stethoskopschaltung) und die Tonreihe nochmals zum Ablaufen gebracht. Jetzt zeichnet das Galvanometer die sog. Stethoskopkurve. Beide Kurven stehen in folgendem Zusammenhang: Bei der direkten Schaltung geht ein der Stärke des gerade eingestellten Tones direkt proportionaler Wechselstrom i_1 ins Thermoelement. Dieses erzeugt einen Ausschlag des Galvanometers von a cm, dessen Größe wegen der quadratischen Empfindlichkeit des Thermoelements zu i_1 in der Beziehung steht: $a = c \cdot i_1^2 \cdot r$ (c = Konstante, r = Widerstand des Thermoelements).

Wird nun zwischen Telephon und Mikrophon ein Stethoskop gebracht, so geht bei demselben Ton ein Wechselstrom i_2 ins Thermoelement, der am Galvanometer einen Ausschlag von b cm erzeugt. Zwischen b und i_2 besteht dieselbe Beziehung wie oben: $b = c \cdot i_2^2 \cdot r$.

i_2 entspricht der Schallstärke, die nach dem Durchgang durch ein Hörrohr noch zur Verfügung steht, i_1 der Schallstärke, die beim direkten Behorchen vorhanden ist. Man drückt also am besten i_2 in Prozenten von i_1 aus. Dann ist: $\frac{i_1}{i_2} = \frac{100}{x}$; $x = 100\sqrt{\frac{b}{a}}$; (Gleichung 1). Nach dieser Beziehung sind die Frequenzkurven der einzelnen Stethoskope aus Grundkurve und Stethoskopkurve ermittelt und dann gezeichnet worden. In den Abbildungen sind auf der Abszisse die Tonhöhen aufgetragen. Die dazu gehörigen Ordinaten geben im prozentualen Verhältnis an, wie weit durch das Stethoskop die ursprüngliche Lautstärke der einzelnen Teiltöne verändert wird. Also entspricht eine bei 100% parallel zur Abszisse gezogene Gerade der Schallenergie beim unmittelbaren Behorchen,

während die Kurve in Prozenten anzeigt, um wie viel jeder einzelne Ton von dem betreffenden Stethoskop abgeschwächt oder verstärkt wird.

Zur Kontrolle der mit diesen Verfahren erhaltenen Kurven wird eine etwas veränderte Methodik benutzt. Anstelle des Kondensatortelephons tritt ein elektrodynamischer Lautsprecher (Blatthaller), der eine große Holzwand anstrahlt und in ihr Biegungsschwingungen seiner Frequenz erzwingt. Auf die Holzwand wird einmal das Kondensatormikrophon direkt (Grundkurve), einmal unter Zwischenschaltung des Stethoskops (Stethoskopkurve) aufgesetzt. Außer einer größeren Verstärkung in beiden Niederfrequenzverstärkern bleibt sonst alles wie oben. Diese Methode ergibt für die einzelnen Stethoskope innerhalb der Fehlergrenzen dieselben Resultate wie das erste Verfahren. In beiden Fällen wird sowohl die Luftleitung als auch die Leitung im festen Material des Stethoskops erfaßt. Die Kurven zeigen, wie das ganze Stethoskop, Hohlraum + feste Teile, den Schall leitet. Auch bei unseren Versuchen ergibt sich, wie schon Martini zeigen konnte, daß die Leitung durch die festen Teile des Stethoskops wegen der hohen Eigentöne derselben an den Geräuschverfälschungen durch das Hörrohr keinen Anteil hat. Der Anteil der festen Teile an der Schalleitung ist allerdings nach unseren Messungen bei allen Stethoskopen sehr gering. Die erhaltenen Kurven zeigen einen Verlauf, der von dem bei alleiniger Berücksichtigung der Hohlraumschwingungen — die sich ja auch auf anderem Wege rein theoretisch errechnen lassen — kaum merklich abweicht. Die Bedeutung der festen Teile liegt darin, daß sie durch ihre Form und Elastizität die Hohlraumschwingungen beeinflussen. Dieser Einfluß des Materials soll später noch genauer erörtert werden.

Ergebnisse.

Als erstes wurde eine große Anzahl fester Stethoskope der Durchprüfung unterzogen. Eine kleine Zahl, deren Frequenzkurven besonders typische Merkmale zeigen, sind in Tab. 1 zusammengestellt.

Tabelle 1.

Nummer des Stethoskops	Autor	Länge mm	Durchmesser mm	Material	Körpertrichter Durchmesser Länge	Resonanz H
3	Fr. Müller	166	6	Holz	21/17	280
4	Traube	166	4,5	Holz	20/15	200
9		80	5	Holz	19/15	450
17		100	20	Holz	—	1100
2	Martini	125	7,5	Holz	22/11	390
5		168	4,5	Metall	32/9	150 240
45	Laennec	311	9	Holz	—	285

Abb. 3 und 4 zeigen die erhaltenen Kurven. An ihnen ist vor allem zu bemerken, daß die Stethoskope einzelne Tongebiete beträchtlich verstärken, also eine ausgeprägte Resonanz aufweisen. Die Tonhöhe, bei

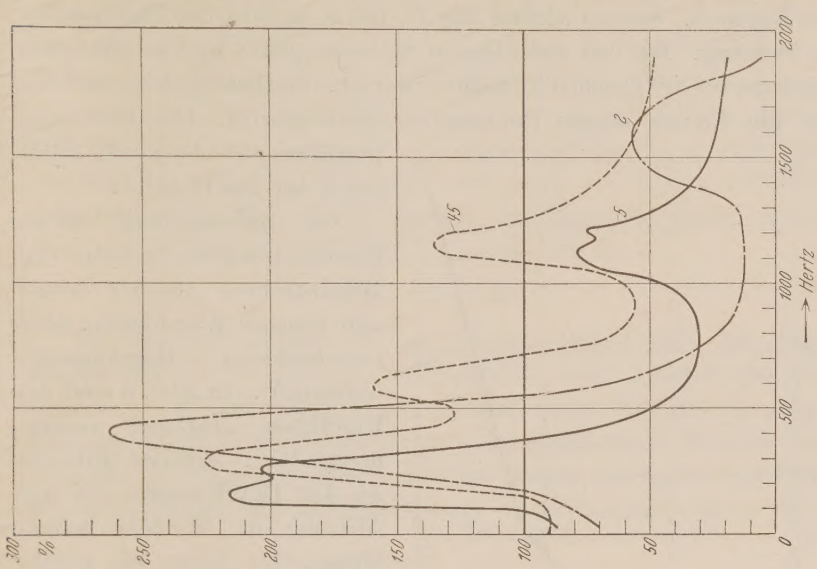

Abb. 4.

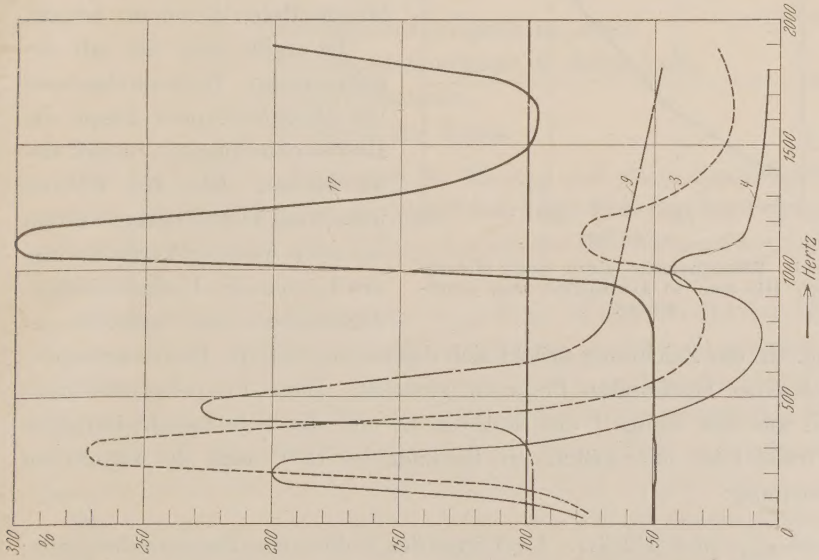

Abb. 3.

Abb. 3 u. 4. Frequenzkurven der in Tabelle 1 angeführten Stethoskope aus festem Material.

der diese Resonanz auftritt, ist, wie schon Martini zeigte, zunächst in auffälliger Beziehung zur Länge des Stethoskops. So zeigt das 166 mm lange Stethoskop 4 Resonanz bei 200 H, das nur 80 mm lange Stethoskop

9 Resonanz bei 450 H. Die Tonhöhe, bei der das Maximum der Verstärkung auftritt, ist also direkt proportional der Länge des Hörrohrs. Mit anderen Worten: Je länger eine Stethoskop ist, desto tiefer liegt sein Eigenton. Ebenso wichtig wie die Länge ist aber der Durchmesser der Bohrung. Bei den gleichlangen Stethoskopen 3 und 4 sollte man Resonanz bei der gleichen Tonhöhe erwarten. Stethoskop 4 besitzt aber eine um 1,5 mm engere Bohrung als Stethoskop 3. Der Resonanzpunkt verschiebt sich von 280 H bei 3 auf 200 H bei 4.

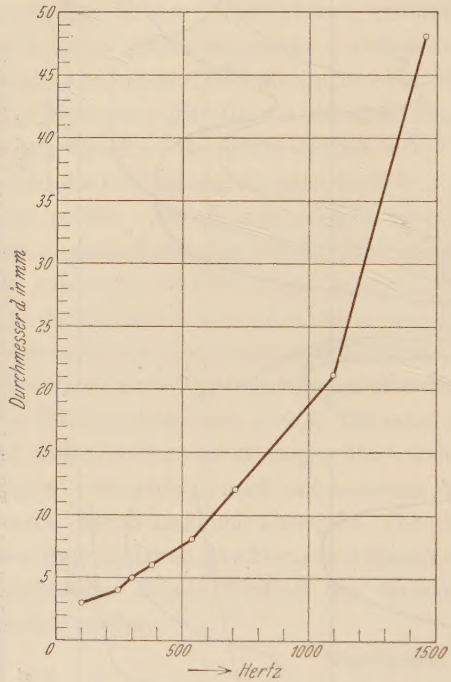

Abb. 5. Resonanzpunkte gleich langer Messingröhren (115 mm) in Abhängigkeit vom Durchmesser.

Zur Sicherstellung dieses Resultates wurde eine Reihe von Messingrohren gleicher Länge und gleicher Wandstärke, aber verschiedenen Durchmessers untersucht. In Abb. 5 sind die Ergebnisse graphisch zusammengestellt. Auf der Ordinate ist der Durchmesser, auf der Abszisse die Tonhöhe aufgetragen, bei denen die gleichlangen Rohre Resonanz zeigen.

Es ergibt sich, daß mit abnehmendem Rohrdurchmesser bei gleichbleibender Länge die Resonanzfrequenzen immer tiefer rücken. Erst bei Röhren über 3 cm Durchmesser werden bei noch weiterer Vergrößerung des Lumens die Unterschiede in der Tonhöhe der Eigentöne gering. In der Zeichnung drückt sich das so aus, daß die Kurve asymptotisch einer bestimmten Frequenz zustrebt. Diese Frequenz errechnet sich aus der Länge l des Stethoskops und der Schallgeschwindigkeit in freier Luft ($c = 343$ m pro Sekunde bei 19°) nach der bekannten Gleichung:

$$n = h \cdot \frac{c}{2l}; \quad (n = 1,2,3\ldots;\ l = \text{Länge des Rohrs};\ n = \text{Resonanzfrequenz};\ c = \text{Schallgeschwindigkeit}). \tag{2}$$

Wie wir gesehen haben, gilt diese Beziehung nur für Röhren über 3 cm Durchmesser. Da in den obenerwähnten Versuchen die Länge

der Röhren unverändert blieb, kann die bei Verkleinerung des Lumens eintretende Vertiefung des Eigentones nur durch die Abnahme der Schallgeschwindigkeit in engen Röhren bedingt sein. Diese Verminderung der Schallgeschwindigkeit in engen Röhren steht im Zusammenhang mit dem Durchmesser, dem Material und der Wandstärke des Rohrs. Um die gegenseitige Abhängigkeit dieser Faktoren genau zu ermitteln, wurde eine weitere Reihe von Versuchen mit Holz-, Messing- und Gummirohren angestellt. Die Rohre hatten bei veränderlichem Durchmesser jeweils gleiche Längen. Es ergab sich, daß man die Schallgeschwindigkeit c_R im Rohr aus der Schallgeschwindigkeit in freier Luft c nach folgender Gleichung ermitteln kann:

$$c_R = c(1 - R). \tag{3}$$

Der Reduktionsfaktor R war indirekt proportional dem Durchmesser und der Wurzel aus der Frequenz, direkt proportional einem Faktor γ, der Abhängigkeit vom Material, der Wandstärke und der Rauigkeit des Rohrlumens aufwies. Den endgültigen Zusammenhang zwischen den einzelnen Größen gab eine Formel, die bereits von Helmholtz angegeben und von Kirchhoff vervollständigt worden war:

$$c_R = c\left(1 - \frac{\gamma}{d\sqrt{\pi N}}\right);$$

c_R = Schallgeschwindigkeit im Rohr,
c = Schallgeschwindigkeit in freier Luft,
d = Rohrdurchmesser,
N = Frequenz des Tones.

Der Koeffizient γ ergab sich für Messing und glatte Innenwandung zu 0,29, bei einer Wandstärke von 0,8 mm. Für Holz ergaben sich etwas höhere Werte bis 0,49, für Gummi je nach der Durchbiegbarkeit Zahlen bis zu 0,55.

Die Schallgeschwindigkeit im engen Rohr ist also bei gleicher Länge um so geringer, der Resonanzpunkt rückt um so tiefer, je geringer der Durchmesser, je dünner, durchbiegbarer und rauher die Wand ist. (Nähere Untersuchungen über den Einfluß der Rauhigkeit wurden nicht angestellt, da ihre Bedeutung sich als gering erwies und auch eine genauere Definition des Rauhigkeitsgrades nicht möglich ist.)

Bei den festen Stethoskopen erwies sich von all diesen Faktoren Länge und Durchmesser als am wichtigsten. Verschiedene feste Materialien, Holz, Elfenbein, Metall usw. ergaben bei den gebräuchlichen Wandstärken von mehreren Millimetern und im übrigen gleich gebauten Stethoskopen praktisch nicht sehr wesentliche Unterschiede in der Höhe

der Resonanzfrequenz. Der Einfluß des Materials ist erst bei den Schlauchstethoskopen, wo biegsames Material verwendet werden muß, ausschlaggebend.

Weiter zeigte sich, daß neben diesen Faktoren auch die Form der beiden Enden des Stethoskops für die Höhe der Resonanzfrequenz Bedeutung hat. Als bestimmend erwies sich die Zunahme des mittleren Rohrdurchmessers durch die trichterförmige Ausgestaltung der Enden. Je größer diese Trichter waren, desto mehr rückte der Resonanzpunkt nach oben. Voraussetzung ist dabei allerdings, daß der Übergang von dem erweiterten in den engen Rohrdurchmesser am Körpertrichter allmählich geschieht. Sind an dieser Stelle scharfe Übergänge vorhanden, so ergibt sich nicht mehr ein tiefster Resonanzpunkt, sondern es treten jeweils zwei Maxima auf. Besonders deutlich ist diese Erscheinung beim Metallstethoskop mit weitem, fast rechtwinklig ins Rohrlumen einspringenden Körpertrichter zu beobachten (Abb. 4, Stethoskop 5). Eine Erklärung für diese Erscheinung läßt sich darin finden, daß in einem solchen Fall der Trichterraum und der Rohrraum als gekoppelte Einzelsysteme schwingen. Für die Berechnung der Resonanzfrequenz sind dann die Gesetze gekoppelter Schwingungen anzuwenden, die den Verlauf der Kurve zwanglos erklären.

So sind die wichtigsten im Stethoskop gelegenen Bedingungen für die Bestimmung des Resonanzpunktes erfaßt. Sie allein sind aber für die wirkliche Lage dieses Punktes beim praktischen Auskultieren, wenn auch überwiegend, so doch nicht allein bestimmend.

Hier sind auch die Eigenschaften der die beiden Enden verschließenden Medien zu berücksichtigen. Auf der einen Seite ist es der Thorax. Er stellt eine nahezu starre Wand mit nur sehr kleiner Erregungsbewegung dar, die das eine Ende fest verschließt. Anders ist es mit dem durch das Trommelfell gegebenen Abschluß. Nach den Arbeiten von Troeger verschiebt es rückwirkend den Resonanzpunkt im Stethoskop nach unten, und zwar am meisten im Gebiet von etwa 800—1000 H. Bei tieferen und höheren Tönen ist sein Einfluß geringer. Um den Voraussetzungen der Gleichung 2 zu genügen, ist also zur Länge l noch ein Summand α zu fügen, der frequenzabhängig ist, im ganzen aber nicht sehr erhebliche Werte erreicht. Seine Größenordnung ist aus den von Troeger gegebenen Werten zu ermitteln. Der Gehörgang ist natürlich auch in seiner Länge zu addieren, aber doch so kurz, daß er praktisch nicht sehr ins Gewicht fällt. (Seine eigene Resonanz liegt etwa bei 1500 H.)

Bei der Betrachtung zeigen die Frequenzkurven der Stethoskope (Abb. 3 u. 4) mehrere Gipfel und Täler. Die Gipfel entsprechen den

Resonanzpunkten. Das in den Kurven vor der 1. Resonanz gelegene Stück zeigt einen parallelen Verlauf zur Abszisse, d. h. alle Töne unterhalb der Resonanzfrequenz werden vom Stethoskop gleichmäßig wiedergegeben. Der Abstand dieser Parallelen von der Abszisse, der uns angibt, in welchem Maße die einzelnen Töne gleichmäßig abgeschwächt werden, ist aber recht verschieden. So sehen wir in Abb. 3, daß bei Stethoskop 17 nur mehr 50% der vor dem Stethoskop vorhandenen Schallenergie übermittelt wird, während Stethoskop 9 bis zu 95% durchläßt. Es ließ sich ermitteln, daß diese Abschwächung durch den Übergangsmechanismus von Bodenschall* in Luftschall bedingt ist. Je kleiner nämlich das vom Stethoskop eingeschlossene Luftvolumen ist, desto günstiger ist die Schallübertragung. Denn der Übergang von Körper- in Luftschall ist durch das Verhältnis der Schallwiderstände beider Medien gegeben. Als Schallwiderstand eines Mediums kann man das Verhältnis der Druckamplitude zur Geschwindigkeitsamplitude bezeichnen. Da nun in einem kleineren Volumen die Druckamplitude sehr groß wird, und sich in der Größenordnung der des Körperschalls annähert, so wird dadurch eine günstigere Übertragung erzielt. Es steht also die subjektive Lautstärke, die proportional dem Schalldruck ist, mit dem vom Hörrohr eingeschlossenen Luftvolumen in Beziehung. Und zwar sinkt sie mit dessen Vergrößerung nach einer hyperbolischen Funktion, die durch die Gleichung $pv = \text{konst.}$ dargestellt wird. Es darf also das Volumen des Luftraums nicht unter einen bestimmten Betrag sinken, um die Lautstärke beim Auskultieren nicht zu sehr zu vermindern.

In den meisten Kurven treten hinter dem größten Ausschlag noch mehrere kleinere Erhebungen auf. Die ihnen entsprechenden Schwingungszahlen sind immer ganzzahlige Vielfache der Resonanzfrequenz. In der Grundgleichung (2) sind sie durch den Faktor ($h = 1, 2, 3 \ldots$) angegeben. Bei Rohren unter 10 cm Länge waren sie sehr wenig ausgeprägt. Derart kurze Röhren schwächen also gleichmäßig die hohen Töne ab. Längere Stethoskope, vor allem solche über 15 cm Länge

* Unter Bodenschall versteht man allen in festen Körpern fortgeleiteten Schall, also auch alles, was von der Brustwand abzuhören ist. Da aber unser Ohr im wesentlichen als Luftschallempfänger gebaut ist, wie Tröger zeigen konnte (auch die Messungen amerikanischer Autoren bestätigen, daß für die Knochenleitung wesentlich größere Energien nötig sind), so muß der Thoraxschall erst in Luftschall umgewandelt werden. Diese Umwandlung geht, wie Martini mit Recht hervorhebt, über den Weg von Biegungsschwingungen der Brustwand. Biegungsschwingungen sind bei den Technikern schon lange als hauptsächliche Faktoren für die Umwandlung von Boden- in Luftschall bekannt und bei der Schallisolation gefürchtet.

zeigen diese harmonischen Resonanzen sehr deutlich. Sie heben also auch unter den hohen Tönen einzelne mehr hervor.

Erwähnenswert ist auch noch, daß bei undichtem Abschluß des Stethoskops eine starke Abschwächung der tiefen und manchmal auch der hohen Töne bei der Übertragung eintritt. Lage und Größe der die Undichtigkeit darstellenden Öffnung bestimmen die Größe ihrer Einwirkung. Doch ist diese in ihren Werten nicht immer ganz konstant.

Bei Gummischläuchen wurden die hinter dem Resonanzpunkt gelegenen hohen Töne noch mehr als bei gleichgearteten Röhren aus hartem

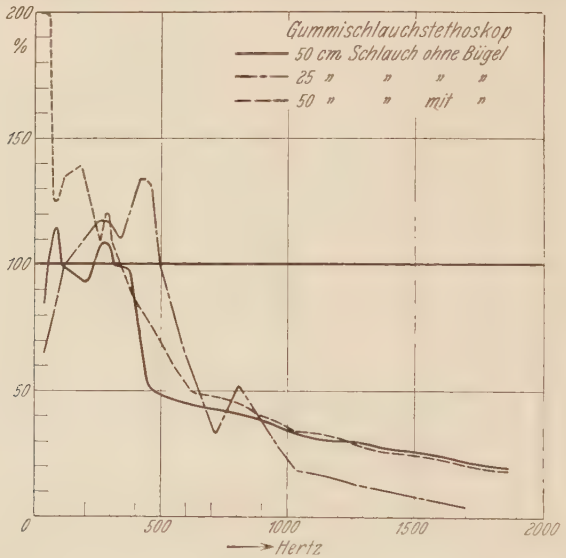

Abb. 6. Frequenzkurve eines binaurikulären Gummischlauchstethoskops.

Material abgeschwächt und zwar um so mehr, je weicher, d. h. durchbiegbarer der Gummi war. Das ist auch sehr deutlich an der Frequenzkurve eines Schlauchstethoskops zu sehen (Abb. 6).

Dieses Stethoskop wurde bei 2 verschiedenen Schlauchlängen mit und ohne Bügel untersucht. Die Kurven zeigen das überwiegende Hervortreten der tiefen Töne bei der Übertragung. Doch sind infolge der Gabelung, vielleicht auch der nicht vollkommen gleichen Schlauchlänge mehrere, nebeneinanderliegende Maxima vorhanden. Dieses Stethoskop stellt eine Summe mehr oder weniger fest gekoppelter Einzelsysteme dar. Es ist also beim Schlauchstethoskop im Gegensatz zum festen Höhrrohr nicht mehr ein maßgebender Resonanzpunkt vorhanden, sondern die Frequenzkurve zeigt mehrere, meist sogar sehr viele Gipfel.

Unverkennbar ist der Einfluß des Bügels, der Frequenzen unter 60 H kräftig hervorhebt. Dagegen ließen verschieden geformte Aufnahmetrichter kaum einen deutlichen Einfluß auf die Frequenzkurve erkennen. Doch erwies sich beim Schlauchstethoskop die Größe des vom Abnahmetrichter eingeschlossenen Luftvolumens (bei nicht allzu weiten Schläuchen) als hauptsächlich für die übermittelte Gesamtlautstärke maßgebend. Seiner Form kann keine wesentliche Bedeutung beigemessen werden.

Aus der abgebildeten Kurve ist also ohne weiteres zu sehen, daß das Gummischlauchstethoskop für derartige Geräuschübertragungen nicht sehr gut geeignet ist. Bei einem anderen Schlauchmaterial, vor allem bei Metallschläuchen ändern sich die Verhältnisse grundsätzlich. Abb. 7 zeigt die Frequenzkurve eines Metallschlauchstethoskops, die als recht gut zu

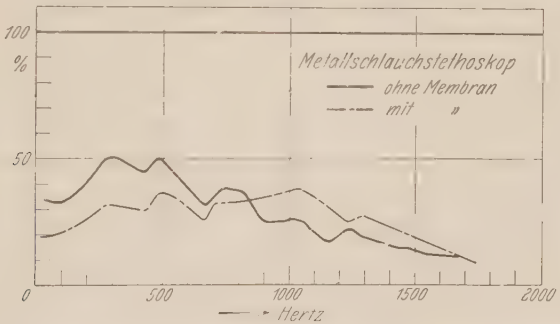

Abb. 7. Frequenzkurve eines binaurikulären Metallschlauchstethoskops.

bezeichnen ist. Sie ist zwar aus den bereits oben erwähnten Gründen nicht vollkommen geradlinig, hält sich aber in dem untersuchten Bereich ziemlich auf gleicher Höhe. Von der beim Abhören mit bloßem Ohr vorhandenen Schalldruckamplitude ist nach Durchgang durch das Stethoskop allerdings objektiv nur mehr der dritte Teil vorhanden. Diese Abschwächung ist im wesentlichen durch den recht voluminösen Abnahmetrichter bedingt. Seine Hohlspiegelform, die nach den Angaben der herstellenden Firma eine 5fache Lautstärkeerhöhung hervorbringen sollte, hat objektiv darauf nicht den geringsten Einfluß. Auch nach Einfügen einer Membran zeigt sich keine Verbesserung der Schallübermittlung, sondern es tritt eine Abschwächung der tiefen Töne ein. Überhaupt zeigen Membranen immer nur eine Abschwächung der übermittelten Gesamtenergie, und lassen — ganz abgesehen von den vielfachen Resonanzen — infolge ihres nichtlinearen Arbeitens im Geräusch gar nicht vorhandene neue Töne auftreten. Ihre Verwendung bietet also nur Nachteile.

Bis jetzt wurde bei der Analyse der einzelnen Stethoskope vor allem ihre Frequenzkurve und die von ihnen übermittelte Gesamtlautstärke betrachtet. Gerade bei der Wiedergabe von Geräuschen mit ihren oft sehr rasch wechselnden Frequenzen und Amplituden ist aber auch die Dämpfung* des Stethoskops von entscheidender Bedeutung. Sinkt sie unter einen bestimmten Wert, so treten jedesmal beim Neuauftreten oder beim Abklingen eines Teiltones sehr störende Ein- und Ausschwingvorgänge von der Eigentonhöhe des Stethoskops auf. Das Stethoskop bringt also in diesem Fall für kurze Zeit — der Zeit des An- und Abklingens einer Schwingung — zu den zu übermittelnden Geräuschen noch seinen Eigenton dazu. Die Untersuchung der Hörrohre in dieser Richtung ergab jedoch, daß sie alle eine genügend große Dämpfung besitzen, um Störungen durch diese Ein- und Ausschwingvorgänge zu vermeiden.

Die vom Stethoskop hervorgerufene Phasenverschiebung, d. h. die gegenseitige Versetzung der vielen das Geräusch zusammensetzenden Sinusschwingungen wurde nicht näher untersucht. Sie ist, wie vielfache Versuche von Helmholtz, Lindig, Cosens u. a. ergeben haben, für den akustischen Eindruck ohne Belang.

Faßt man die gewonnenen Versuchsergebnisse zusammen, so zeigt sich, daß keines der bis jetzt verwendeten Stethoskope die in der Einleitung genannten Bedingungen restlos erfüllt. Nur bei der Herzauskultation, bei der kaum je Frequenzen über 300 H auftreten, erfüllen die kurzen Stethoskope nach Martini die oben gestellten Forderungen. Bei der Lungenauskultation müßte bei einem festen Stethoskop bereits bei einer Länge von 10 cm der Durchmesser auf 3 cm erweitert werden, um den Prinzipien frequenzgetreuer Registrierung zu genügen. Dabei tritt aber infolge der Luftvolumenzunahme, wie Versuche mit solchen Stethoskopen zeigten, eine recht fühlbare Abschwächung der Schallenergie auf, so daß aus den bereits früher erwähnten Gründen eine Verfälschung des Geräuschcharakters deutlich merkbar wird. Es läßt sich also auch bei den festen Stethoskopen ein gewisses Mitresonieren nicht vermeiden. Deshalb wurde unter Mitwirkung mehrerer Herren unserer Klinik an Stethoskopen verschiedenster Resonanzlage festzustellen versucht, in welchem Tongebiet eine Resonanz am wenigsten bei der Auskultation stört. Das Ergebnis war, daß Stethoskope mit Eigentönen von 200 bis etwa 400 H als am günstigsten bezeichnet

* Unter Dämpfung eines Stethoskops versteht man das Verhältnis zweier aufeinander folgender Schwingungsamplituden, wenn es selbst in seinem Eigenton zum Schwingen gebracht wird.

wurden. Lag der Resonanzpunkt tiefer als 200 H, dann wurden die höheren Töne so sehr geschwächt, daß unbestimmtes Atmen kaum vom Vesiculäratmen unterschieden werden konnte. Lag er um einige hundert Hertz höher als 400 H, so bekam normales Atemgeräusch einen höheren Charakter. Äußerst interessant war bei diesen Versuchen wie sehr sich, allerdings innerhalb einer gewissen Zeit, der einzelne Untersucher an ein bestimmtes Stethoskop gewöhnen kann und trotz dessen schlechter Resonanzlage damit gute Diagnosen stellen lernt. Davon abgesehen erwiesen sich aber in den meisten Fällen Stethoskope von den Ausmaßen, wie sie Martini angegeben hat, für Herz- und Lungenauskultation als am besten geeignet.

Soll ein Schlauchstethoskop gebraucht werden, das wegen der leicht auftretenden Nebengeräusche im Nachteil gegen das feste Stethoskop ist, so wird man am besten Metallschläuche geringer Länge mit einem Durchmesser von etwa 6 mm verwenden. Es ist nur darauf zu sehen, daß sie nicht zu scharfe Rippen aufweisen, an denen sonst leicht neue Töne entstehen und Veränderungen des Atemgeräusches vortäuschen können.

Diese kurz zusammengefaßten Ergebnisse aus einer großen Anzahl objektiver Messungen an Stethoskopen lassen die Ursachen der beim Auskultieren mit dem Stethoskop auftretenden Geräuschverfälschungen erkennen. Sie geben die Möglichkeit, die nun in ihrer Größe festgelegten Fehlergrenzen bei dieser Auskultationsmethode zu beachten und ein relativ gutes Stethoskop zu wählen. Die Grenzen sind hier auch nach physikalischen Gesichtspunkten nicht sehr eng gezogen. Gerade bei den tiefen Tönen, wo die Resonanzpunkte der meistgebrauchten Holzstethoskope liegen, ist die Empfindlichkeit unseres Ohrs für Lautstärkeunterschiede nicht sehr groß. Zudem ist besonders bei der subjektiven Untersuchungsmethode der Auskultation sehr mit der Gewöhnung zu rechnen. Und überdies ist es doch auch in den meisten Fällen möglich einen strittigen Auskultationsbefund mit dem bloßen Ohr zu kontrollieren.

Zusammenfassung.

Mittels einer elektroakustischen Meßmethode werden zum ersten Mal die gebräuchlichen Stethoskope einer genauen Durchprüfung unterzogen. Es wird vor allem untersucht, inwieweit die 2 wichtigsten Forderungen, die man an ein Stethoskop stellen muß, erfüllt werden:

1. Die gleichmäßige Übertragung aller bei der Auskultation in Betracht kommenden Töne und

2. eine möglichst geringe Abschwächung der sehr leisen Auskultationsphänomene.

Die erste Forderung ist nur dann zu erfüllen, wenn die Eigenschwingungszahl des Stethoskops höher liegt als die höchsten noch zu übertragenden Töne. Die Erfüllung der zweiten Forderung ist insofern wichtig, als bei einer zu großen Abschwächung der Lautstärke einzelne Teiltöne der Atemgeräusche unter die Reizschwelle des menschlichen Ohrs fallen und dadurch eine erhebliche Verfälschung der Geräusche eintritt.

Die erhaltenen Kurven zeigen, daß bei den gebräuchlichen festen Stethoskopen Eigenschwingungszahlen von etwa 100—800 H vorkommen, also durch ihre Verwendung bestimmte Tongebiete der Auskultationsphänomene zum Teil beträchtlich verstärkt, andere abgeschwächt werden. Dadurch tritt eine Verfälschung des Geräuschcharakters ein. Es läßt sich ermitteln, daß bei dieser Art von Stethoskopen die Eigenresonanz hauptsächlich von der Länge und dem Durchmesser der Bohrung abhängig ist. Je länger das Stethoskop und je enger die Bohrung ist, desto tiefer liegt seine Eigenschwingungszahl. Das Material und dessen Wandstärke hat bei den festen Hörrohren geringere Bedeutung. Da man ein Stethoskop nicht kürzer als 10 cm machen kann und dabei infolge der gewöhnlich verwendeten geringen Bohrungen der Resonanzpunkt noch immer viel zu tief liegt, wurde versucht die Bohrung zu erweitern. Dabei ergab sich eine zu starke Abschwächung der Lautstärke. Durch weitere Messungen wurde dann festgestellt, daß die Lautstärke hauptsächlich von der Größe des eingeschlossenen Luftvolumens abhängig ist. Da sich also eine Resonanz innerhalb des zu übertragenden Tongebietes nicht vermeiden ließ, wurde festzustellen versucht, in welchem Tongebiet diese Resonanz am wenigsten stört. Die Versuche ergaben, daß eine Eigenschwingungszahl von etwa 200—400 H keine sehr wesentliche Veränderung der Herztöne und Atemgeräusche hervorbringt. Stethoskope, wie sie von Martini angegeben wurden, genügen am besten diesen Forderungen.

Die Schlauchstethoskope gehorchen nicht mehr den einfachen Beziehungen, wie sie für die festen Stethoskope abgeleitet wurden. Sie weisen nicht mehr eine wesentliche, sondern sehr viele gleichbedeutende Eigenschwingungszahlen auf. Ihre Wirkungsweise läßt sich nur nach den Gesetzen gekoppelter Schwingungen ableiten. Von hervorragender Bedeutung für die gleichmäßige Übertragung der Töne ist hier das verwendete Schlauchmaterial. Gummi erwies sich als ungeeignet, weil dadurch die höheren für die Diagnose wichtigsten Töne sehr stark abge-

schwächt werden. Metallschläuche nicht zu geringen Durchmessers und nicht zu großer Länge zeigten sich als am besten geeignet. Die Lautstärke der Schlauchstethoskope hängt — wie die Versuche zeigten — im wesentlichen von der Größe des Luftvolumens im Abnahmetrichter ab. Membranen brachten nur Verschlechterung in jeder Beziehung.

Bei beiden Stethoskoparten, dem festen und dem Schlauchstethoskop, erwies sich die Luftleitung als weit überwiegend. Die Leitung durch die festen Teile macht nur einen geringen Bruchteil aus, hat aber an den Geräuschverfälschungen keinen Anteil, da ihre Eigenschwingungszahlen sehr hoch liegen. Die Bedeutung der festen Teile liegt darin, daß sie durch ihre Form und Elastizität die Hohlraumschwingungen beeinflussen.

Für die Überlassung des Themas möchte ich Herrn Geheimrat v. Müller herzlich danken. Ebenso danke ich der Notgemeinschaft der deutschen Wissenschaft, Herrn Professor Baumgartner vom Reichstelegraphenamt München und vor allem Herrn Dr. Pierach, der mir bei den Versuchen stets in so überaus freundlicher Weise mit Rat und Tat zur Seite gestanden hat.

Literatur.

Ardenne, Verstärkermeßtechnik **1927**. — Broemser, Ph., Die Bedeutung der Lehre von der erzwungenen Schwingung in der Physiologie, Hab.-Schr. München, **1917**. — Frank, O., Die Prinzipien der graph. Registrierung. Z. Biol. **53** (1910) — Die Prinzipien der Schallregistrierung. Z. Biol. **64** (1914) — Zur Lehre der erzwungenen Schwingungen. Z. Biol. **56** (1911). — Geiger-Scheel, Handbuch der Physik. **VIII** (1927). — Gerhardt, Wied. Ann. N. F. **28** (1886). — Grützmacher u. Meyer, E. N. T. **4** (1927). — Hagenbach, Krethlow, Bächtiger, Physikalische Hörrohrprüfung. Schw. med. Wo. **58**, 3. — Helmholtz, Crelles Journ **57** (1859). — Kirchhoff, Pogg. Ann. **134** (1868). — Kohlrausch, Lehrbuch der Physik. — Kundt, Pogg. Ann. **133** (1868). — Landes, Der Lautsprecher im klinischen Unterricht. Münch. med. Wschr. **14** (1930). — Martini, Schallübertragung des Stethoskops. Z. Biol. **71**, 3. — Müller-Pouillets, Lehrbuch der Physik. **1**, 3 (1929). — Pierach, Studien über klinische Akustik, Dtsch. Arch. klin. Med. **171** (1931). — Rein-Wirz, Radio-telegraph. Praktikum **1927**. — Schultze, Ann. d. Physik. **13** (1870). — Schaefer, L., Passow-Schaefers Beitr. **1** (1908). — Seebeck, Pogg. Ann. **139** (1870). — Stewart, Physik. Rev. (2) **20** (1922), **22** (1923), **23** (1924), **25** (1925). — Tischner, E. N. T. **7**, 5 (1930). — Tobler, Schweiz. med. Wschr. **56**, **36** und **40**. Vergleichende physikalische Hörrohrprüfung. — Tröger, Physik. Z. **XXXI** (1930). Die Schallaufnahme durch das äußere Ohr.

Lebenslauf.

Ich bin geboren zu München am 17. II. 1906 und besuchte dort die Volksschule und das Gymnasium, das ich im Frühjahr 1925 absolvierte. Daran anschließend studierte ich zuerst an der Technischen Hochschule zu München. Vom Sommersemester 1926 ab studierte ich an der Universität München Medizin und legte im Wintersemester 1930/31 das Staatsexamen ab.

Printed in Germany